

74. URINE INCONTINENCE PREVENTIVE MONITORING DEVICE - PAJ 00-05-76
04012750 JP NDN- 190-0084-4719-7

INVENTOR(S)- YAMADA, AKIO; FUSE, MASAYOSHI

PATENT APPLICATION NUMBER- 02116294 DATE FILED- 1990-05-02
PUBLICATION NUMBER- 04012750 JP DOCUMENT TYPE- A PUBLICATION DATE-
1992-01-17 INTERNATIONAL PATENT CLASS- A61F00537 APPLICANT(S)- YAMADA
AKIO; NIPPON KODEN CORP PUBLICATION COUNTRY- Japan

PURPOSE: To executed the urine incontinence preventive monitoring with high reliability by supplying a high frequency current to a pair of electrodes set on the surface of the body, detecting a high frequency voltage signal detected between the pair of electrodes placed in its current path, and calculating a ratio of a DC portion in the signal and a fluctuation portion.

CONSTITUTION: By a high frequency constant-current source 10, a prescribed frequency current is supplied to a pair of electrodes 2, 2a set on the body surface 1 for placing the bladder between in the horizontal direction, and a high frequency voltage signal detecting means 11 detects a high frequency voltage signal detected between a pair of electrodes 3, 3a set to the body surface 1 of its current path. As the quantity of urine in the bladder increases, a DC portion $Z_{(sub)0(end sub)}$ decreases, and a fluctuation portion (ΔZ) decreases in accordance

with a decreases of the interlocked displacement quantity of the bladder wall cause by an increase of the quantity of urine. Accordingly, a fluctuation/DC ratio $(\Delta Z/Z_{(sub)0(end\ sub)})$ calculated by a fluctuation/DC ratio arithmetic means 14 becomes higher as to its correlativity to the quantity of urine due to a quicker decrease of $(D_{Ita})Z$. When it is detected that $(\Delta Z/Z_{(sub)0(end\ sub)})$ reaches a threshold, a fluctuation/DC ratio evaluating means 15 allows an informing means to operated and an alarm of a urination time is raised to a device carrier or a helper, an prevention for incontinence is executed.
COPYRIGHT: (C)1992,JPO&Japio

NO-DESCRIPTORS.

⑫ 公開特許公報(A) 平4-12750

⑤ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成4年(1992)1月17日

A 61 F 5/37

A 7603-4C

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全5頁)

⑭ 発明の名称 尿失禁予防モニタ装置

⑯ 特 願 平2-116294

⑰ 出 願 平2(1990)5月2日

⑱ 発 明 者 山 田 明 夫 東京都東久留米市滝山4-9-7

⑲ 発 明 者 布 施 政 好 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内

⑳ 出 願 人 山 田 明 夫 東京都東久留米市滝山4-9-7

㉑ 出 願 人 日本光電工業株式会社 東京都新宿区西落合1丁目31番4号

㉒ 代 理 人 弁理士 福留 正治

明 細 書

1. 発明の名称

尿失禁予防モニタ装置

2. 特許請求の範囲

1) 体表面における膀胱を挟む位置にセットされる電極対に一定の高周波電流を供給する高周波定電流源と、

前記電極対間における前記高周波電流が通流する体表面にセットされる別の電極対間に検出された高周波電圧信号を検波する高周波電圧信号検波手段と、

この高周波電圧信号検波手段で検波された信号中の直流分を検出する直流分検出手段と、

同様に検波された前記信号中の変動分を検出する変動分検出手段と、

前記直流分と前記変動分との比を演算する変動・直流比演算手段と、

前記変動・直流比が尿意を催すべきしきい値に達すると、報知手段を作動させる変動・直流比評

価手段と、を備えたことを特徴とする尿失禁予防モニタ装置。

2) 直流分検出手段で検出された直流分が尿量増大に伴う正常な変化範囲内に在るか否かを判断する直流分変化判断手段と、変動分検出手段で検出された変動分が尿量増大に伴う正常な変化範囲内に在るか否かを判断する変動分変化判断手段と、を備えたことを特徴とする請求項1に記載の尿失禁予防モニタ装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、膀胱に溜った尿量を測定することにより、尿失禁を事前に報知する尿失禁予防モニタ装置に関するものである。

(従来の技術)

この種の装置としては、特開昭63-311952により、膀胱の内壁位置を超音波振動子の送受信波形間の時間差から測定し、尿量が増すと膀胱の径が広がることにより、この時間差が長くなるのを検知して尿意を報知するのが周知である。

また、体表面にセットされる電極対に一定の高周波電流を供給し、その電流経路に配置された別の電極対間に検出された高周波電圧信号を検出し、膀胱内の尿量増加に伴う検被信号レベルの低下、即ちインピーダンス値の低下を基に尿量を検出するのも周知である。

(発明が解決しようとする課題)

前者の方法は、尿量増加に伴う膀胱内腔の変位に着眼したものであるが、膀胱筋内の尿量増加に伴う複雑な活動に起因して一定の内腔部位の変位だけをモニタしたのでは、尿量には正確に対応せず、検出精度上は問題がある。後者の方法の場合、インピーダンス変化はより精度良く尿量に相關するが、そのインピーダンス自体は体内の種々の条件で変動し、したがって特定のインピーダンス値をしきい値として設定するだけでは精度的に依然問題がある。

よって、本発明は、このインピーダンス検出方式を前提に、より信頼性を向上させ得る尿失禁予防モニタ装置を提供することを目的とする。

とを付加する。

(作用)

使用に際しては、双方の電極対を装置の信号処理機能に整合する予め定められた体表面にセットする。

高周波電圧信号検被手段は入力した高周波電圧信号をインピーダンスに対応する信号として検被すると共に、直流分検出手段にその検被信号中の直流分を検出させ、変動分検出手段に検被信号中の呼吸に対応する変動分を検出させる。

これにより、変動・直流比演算手段は直流分に対する変動分の比もしくは変動分に対する直流分の比を演算する。その際、直流分及び変動分双方に対する一定尿量についてのレベル変動の影響が相殺される。変動・直流比評価手段はこの変動・直流比が尿意を催すべきしきい値に達すると、報知手段を作動させて装置の装着者或は介護者に報知する。

直流分及び変動分変化判断手段が付加されている場合、変動・直流比評価手段が変動・直流比の

(課題を解決するための手段)

本発明は、この目的を達成するために、体表面における膀胱を挟む位置にセットされる電極対に一定の高周波電流を供給する高周波定電流源と、電極対間における高周波電流が通流する体表面にセットされる別の電極対間に検出された高周波電圧信号を検被する高周波電圧信号検被手段と、この高周波電圧信号検被手段で検被された信号中の直流分を検出する直流分検出手段と、同様に検被された信号中の変動分を検出する変動分検出手段と、直流分と変動分との比を演算する変動・直流比演算手段と、変動・直流比が尿意を催すべきレベルに達すると報知手段を作動させる変動・直流比評価手段と、を備えている。

報知の信頼度をより向上させるには、直流分検出手段で検出された直流分のレベルが尿量増大に伴う正常な変化範囲内に在るか否かを判断する直流分変化判断手段と、変動分検出手段で検出された変動分のレベルが尿量増大に伴う正常な変化範囲内に在るか否かを判断する変動分変化判断手段

しきい値への到達を検知した際に、直流分及び変動分が雑音の影響を受けることなく尿量増大に伴う予測された正常な変化範囲内に在るときにのみ報知を行わせる。

(実施例)

第1図は、本発明の一実施例による携帯用尿失禁予防モニタ装置を示す。

同図において、10は膀胱を横方向に挟む体表面1にセットされる電極対2、2aに一定の高周波電流を供給する高周波定電流源、11は電極対2、2a間における高周波電流の通流経路の体表面1にセットされる電極対3、3a間で検出された高周波電圧信号を検被する高周波電圧信号検被手段である。12は検被された信号中の直流分Z。を基礎インピーダンス成分として検出する直流分検出手段、13は検被信号中の変動分ΔZを変動インピーダンス成分として検出する変動分検出手段である。14は直流分Z。に対する変動分ΔZの比を演算する変動・直流比演算手段である。15は変動・直流比評価手段であり、変動・

直流比 $\Delta Z/Z$ 。が尿意を催すべき値、例えば尿量 300 ml。又は装着者が尿意を催す尿量を予め測定し、この測定結果を基に余裕をもって予め設定したしきい値に達すると、例えばブザーである報知手段 16 を作動させる。

変動・直流比演算手段 14 及び変動・直流比評価手段 15 は、アナログレベルの処理を行う個別回路又はデジタル化された Z 、 ΔZ 信号を取込んで処理する CPU で構成することが考えられる。

このように構成された尿失禁予防モニタ装置の動作を、第 2 図を参照して説明する。

膀胱内の尿量が増大するに伴い、直流分 Z は減少する。さらに、呼吸による横隔膜の上下運動に連動して膀胱壁も運動を惹起され、第 1 図に示すような電極配列の横方向の変動分 ΔZ は、尿量増加に伴う膀胱壁の運動変位量の減少に対応して減少する（第 2 図では呼吸波の周期は拡大して示してある）。したがって、高周波電圧信号検出手段 11 で検出された脈動を含む信号成分は尿量増

加に伴いレベルが低下すると共に、第 2 図で点線で示すように、変動・直流比演算手段 14 で演算された変動・直流比 $\Delta Z/Z$ は、 ΔZ のより急な減少に起因して尿量への相関性がより高くなる。また、所定の尿量に対して出血や浮腫等起因して Z が相対的に低下したり、或は電極装着状態もしくは個人差により Z が一定の尿量に対して変動した場合でも、対応して ΔZ も連動的に変動するためにその影響が相殺される。

変動・直流比評価手段 15 は尿量増加に伴い、検出信号レベルが低下して $\Delta Z/Z$ がしきい値に達したのを検知すると、報知手段 16 を作動させて装置携帯者あるいは介護者に排尿時間の警報を発し、失禁の予防を行わせる。

第 3 図は、本発明のさらに別の実施例を示すもので、直流分及び変動分のレベルが尿量増大に伴う正常な変化範囲内に在るか否かを伴わせて判断する機能を備える。即ち、第 1 図の直流分及び変動分検出手段 12、13 には、それぞれの検出信号をデジタル化する A/D コンバータ 22 を経

由して、I/O ポート 24、ROM 27、RAM 26 等が付属した CPU 25 が後述している。I/O ポート 24 からは報知手段 29 へ作動信号が送出され、またしきい値設定手段 28 からは装置携帯者の生体特性に応じて設定された $\Delta Z/Z$ のしきい値を外部設定され、さらに排尿時に検出される尿成分センサの検出信号がプラグ 30 より A/D コンバータ 22 を通して供給される。例えば、装置装着状態で尿量に対する $\Delta Z/Z$ をモニタ可能にして、尿意を催した時点で排尿された尿量を測定し、例えばその 80% の尿量に相当する $\Delta Z/Z$ 値をしきい値に設定し、また必要により尿成分データも併せて RAM 26 のバッテリバックアップ領域に保持させておく。

そして、CPU 25 は ROM 27 に格納されたプログラムに従い RAM 26 等と協働して第 4 図のフローチャートに従い動作する。先ず、 $\Delta Z/Z$ の演算を行うと共に、所定時間分取込んだ正常と判断された Z 、及び ΔZ データから尿量増加に伴うそれぞれの検出した変化曲線データを作成

し、その変化曲線データに対して逐次計測されてくるデータ値を比較して、それぞれの値の例えば数分先の正常な変化範囲を予測する。以後、この正常な変化範囲内の Z 、 ΔZ 値を正常値として取込んで逐次先行して正常な変化範囲の予測データを作成する。その際、薬物の服用等により尿成分データを取込んである場合には、対応してこの予測データの補正を行う。

これにより、 $\Delta Z/Z$ 値を常時モニタしている状態で設定されたしきい値に達したときに、 Z 、及び ΔZ 値自体がそれぞれの正常な変化範囲内に在ると報知手段 29 へ作動信号を送出する。これにより、体動等により Z 、又は ΔZ が一時的に変動したときの誤報が回避される。

尚、以上説明した実施例は電極配列を横方向にした場合であるが、縦方向の電極配列の場合は尿量増加に伴い ΔZ が逆に増加する傾向が確認されており、場合によってはこのような配列、或は斜め方向の配列による装置の使用方法を前提にして、相応の $\Delta Z/Z$ 曲線を想定してしきい値を

設定し、より信頼性を向上させるように同様に Z_0 、 ΔZ の変化自体も併せて測定することが考えられる。

(発明の効果)

以上、本発明によれば、尿量に相関したインピーダンスの検波信号を単にモニタするのではなく、呼吸に伴う膀胱の膨張・収縮に対応するインピーダンス変化分も併せて双方を評価することにより、信頼性の高い尿失禁予防モニタが可能になる。特に、インピーダンス信号の変動・直流比の評価により、出血、浮腫等の生体状態で基礎インピーダンスが標準的な値から変動する場合でも対応して変動インピーダンスが変動することにより、モニタのデータに対する補償作用が得られる。同様に、電極装着状態等の変動によるインピーダンス変動の影響も相殺される。

変動・直流比の評価に加えて、基礎インピーダンス及び変動インピーダンス自体の変化も評価することにより、体動等による影響が回避され、信頼性が一層向上する。

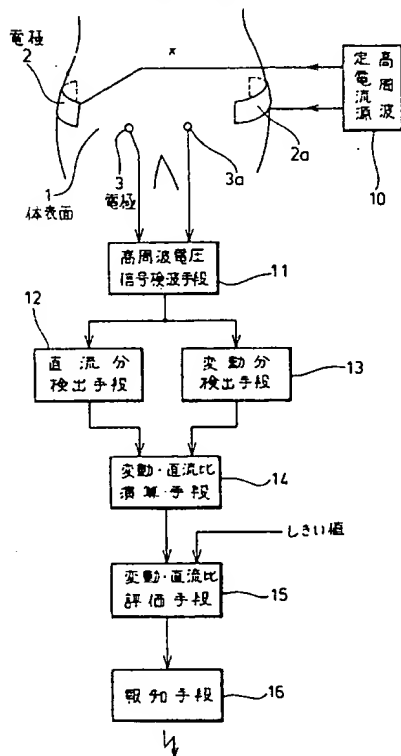
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例による尿失禁予防モニタ装置の回路構成を示す図、第2図は同実施例の動作を説明する図、第3図は本発明の別の実施例による構成を示す図及び第4図は同実施例の動作を説明するフローチャートである。

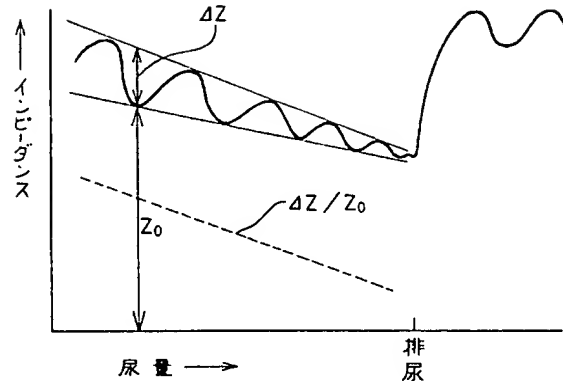
1…体表面、2、2a、3、3a…電極対、

代理人 福留正治

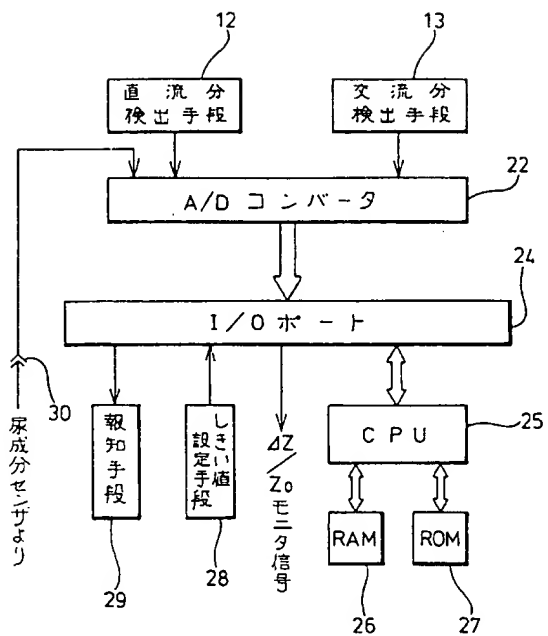
第1図



第2図



第 3 図



第 4 図

